



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

**ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A
BIOMECHANIKY**

INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND BIOMECHANICS

**DEFORMAČNĚ NAPĚŤOVÁ ANALÝZA SKLEROTICKÉ
TEPNY PŘI ANGIOPLASTICE**

STRESS-STRAIN ANALYSIS OF A SCLEROTIC ARTERY DURING ANGIOPLASTY

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Adam Trtík

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

prof. Ing. Jiří Burša, Ph.D.

BRNO 2019

Zadání bakalářské práce

Ústav: Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky
Student: **Adam Trtík**
Studijní program: Strojírenství
Studijní obor: Základy strojního inženýrství
Vedoucí práce: **prof. Ing. Jiří Burša, Ph.D.**
Akademický rok: 2018/19

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č.111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma bakalářské práce:

Deformačně napět'ová analýza sklerotické tepny při angioplastice

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Jednou z metod používaných pro zvětšení průsvitu tepen se sklerotickým plátem je balonková angioplastika, tedy roztažení zúženého místa tepny pomocí balonku se zvýšeným vnitřním tlakem. Přitom je třeba zaručit, aby nedošlo k poškození stěny tepny, takže je třeba odhadnout maximální napětí ve stěně. K tomuto účelu budou využity analytické výpočty na základě membránové teorie skořepin a vícevrstvé tlustostěnné válcové nádoby. V rámci možností budou výpočty porovnány s metodou konečných prvků.

Budou zhodnocena omezení použitých modelů.

Cíle bakalářské práce:

- Seznámit se s mechanickými vlastnostmi zdravé i patologické stěny tepny a provést v tomto směru literární rešerši.
- Pro výpočet napjatosti a deformace tepny s ateromem při angioplastice využít analytických metod, které byly přednášeny v bakalářském studiu.
- Výsledky analytických výpočtů porovnat s odpovídajícími modely využívajícími metodu konečných prvků.
- Zhodnotit omezení použitých výpočtových modelů.

Seznam doporučené literatury:

JANÍČEK, P., ONDRÁČEK, E., VRBKA, J., BURŠA, J.: Mechanika těles, Pružnost a pevnost II, skriptum VUT Brno, CERM, Brno 2006.

JANÍČEK, P., PETRUŠKA, J.: Mechanika těles, Úlohy z pružnosti a pevnosti II, skriptum VUT Brno, CERM, Brno 2007

BURŠA, J.: Biomechanika srdečně-cévní soustavy. Elektronické studijní opory VUT v Brně.

KRAJÍČEK, M., PEREGRIN, J. H., ROČEK, M.: Chirurgická a intervenční léčba cévních onemocnění. Grada, 2007.

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2018/19

V Brně, dne

L. S.

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
ředitel ústavu

doc. Ing. Jaroslav Katolický, Ph.D.
děkan fakulty

Abstrakt

Tato bakalářská práce se zabývá analytickým výpočtem maximálního napětí a deformace stěny sklerotické arterie při angioplastice a srovnává ho s napětím ve stěně při běžném krevním tlaku jak zdravé, tak postižené tepny. Na závěr jsou výsledky porovnány s odpovídajícím modelem využívajícím metodu konečných prvků. V teoretické části je stručně popsána histologie arterií, jejich biomechanické vlastnosti a patogeneze samotné aterosklerózy.

Klíčová slova

Arterie, ateroskleróza, aterom, napěťová analýza, angioplastika

Abstract

This bachelor thesis focuses on an analytical calculation of maximum stress and deformation in arterial wall suffering from atherosclerosis during angioplasty and compares this value to the stress in wall of both healthy and sclerotic artery loaded by normal systolic pressure. Finally, the results are compared with corresponding model using the finite element method. In the theoretical part, the histology of arteries, their biomechanical properties and pathogenesis of atherosclerosis itself are briefly described.

Key words

Artery, atherosclerosis, atheroma, stress analysis, angioplasty

Bibliografická citace

TRTÍK, Adam. Deformačně napěťová analýza sklerotické tepny při angioplastice. Brno, 2019. Dostupné také z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/116924>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky. Vedoucí práce Jiří Burša.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci „Deformačně napěťová analýza sklerotické tepny při angioplastice“ vypracoval samostatně pod vedením prof. Ing. Jiřího Burši, Ph.D. a uvedl jsem v seznamu literatury všechny použité literární a odborné zdroje.

Datum

Jméno a příjmení

Poděkování

Děkuji tímto vedoucímu práce prof. Ing. Jiřímu Buršovi, Ph.D. za trpělivost a všechny odborné konzultace. Dále bych rád poděkoval mé sestře MDDr. Michaela Trtíkové za rady a kontrolu práce.

Obsah

ÚVOD	1
1 MEDICÍNSKÝ POHLED NA PROBLEMATIKU	2
1.1 HISTOLOGICKÁ STAVBA CÉVNÍ STĚNY	2
1.2 ATEROSKLERÓZA	3
1.2.1 <i>Patogeneze aterosklerózy</i>	3
1.3 PREDILEKČNÍ MÍSTA ATEROSKLEROTICKÉHO PROCESU	4
1.3.1 <i>Arteria iliaca</i>	4
1.4 ARTERIÁLNÍ TLAK	5
1.5 PERKUTÁNNÍ TRANSLUMINÁLNÍ ANGIOPLASTIKA	5
1.5.1 <i>Technika výkonu</i>	6
2 POPIS VÝPOČTOVÉHO MODELU	7
2.1 ELEMENTÁRNÍ TĚLESO	7
2.2 SILOVÉ ZATÍŽENÍ KREVNÍM TLAKEM	8
2.3 DEFORMAČNÍ ZATÍŽENÍ ZPŮSOBENÉ KATETREM PŘI ANGIOPLASTICE	8
3 ODVOZENÍ VZTAHŮ PRO VÝPOČET NAPĚTÍ A DEFORMACE	9
4 MATERIÁLOVÉ VLASNOSTI ARTERIÍ	12
4.1 YOUNGŮV MODUL PRUŽNOSTI	13
4.2 POISSONŮV POMĚR	14
5 ANALYTICKÉ ŘEŠENÍ VÝPOČTU NAPJATOSTI A DEFORMACE STĚNY ARTERIE	15
5.1 ZDRAVÁ ARTERIE ZATÍŽENÁ BĚŽNÝM KREVNÍM TLAKEM	15
5.2 SKLEROTICKÁ ARTERIE ZATÍŽENÁ BĚŽNÝM KREVNÍM TLAKEM	17
5.3 SKLEROTICKÁ ARTERIE PŘI ANGIOPLASTICE	19
5.4 SROVNÁNÍ S METODOU KONEČNÝCH PRVKŮ	20
6 DISKUZE	22
ZÁVĚR	23
SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	24
SEZNAM OBRÁZKŮ	25

ÚVOD

Ateroskleróza je multifaktoriální onemocnění postihující zejména věčité, kyčelní a mozkové arterie. Dle [1] jsou kardiovaskulární onemocnění ve vyspělých zemích Evropy a Severní Ameriky zodpovědná za téměř 50% všech úmrtí, přičemž přibližně 20-25% je způsobeno přímo samotnou sklerózou věčitých tepen srdce. Na počátku 20. století bylo toto onemocnění ještě relativně vzácné, nicméně s postupem času se začal jeho výskyt prudce zvyšovat, až se z něj stala nejhorší epidemie své doby, jíž je až dodnes.

Možnosti prevence, ale i řešení následků a oddalování nevyhnutelných komplikací způsobených aterosklerózou je vzhledem k výše uvedeným faktům velice aktuálním tématem. Jednou z moderních miniinvazivních metod současnosti je takzvaná transluminální perkutánní angioplastika. Při ní je balónkovým katetrem rozšiřován zúžený průsvit cévy ve snaze zabránit jejímu možnému ucpání. Během takového zákroku je nutné zajistit, aby tlak vyvíjený na cévní stěnu nepřekročil mezní hodnotu a nedošlo k poškození, nebo dokonce až k úplné ruptuře cévní stěny. To je motivací k určení maximálního napětí vznikajícího ve stěně cévy při standardním angioplastickém ošetření. Tento údaj by mohl následně sloužit jako referenční hodnota pro budoucí práce a výpočty týkající se této problematiky.

Až do dnešní doby se materiálovými vlastnostmi arterií příliš mnoho studií nezaobíralo. Většina z nich byla navíc zaměřena na sklerotický plát, avšak samotné cévní stěně pod atheromem nebyla věnována dostatečná pozornost [2]. Ta ale během několikaletého aterosklerotického procesu podléhá remodelaci a cévní stěna tak ztrácí své původní vlastnosti, oproti nepostiženým úsekům pozbývá poddajnosti a pevnosti [1]. I z tohoto důvodu bude nutné opatrné zhodnocení přesnosti vypočtených hodnot.

1 MEDICÍNSKÝ POHLED NA PROBLEMATIKU

Následující kapitola je zaměřena čistě na medicínskou stránku věci. Popisuje stavbu a fyziologii jak zdravé, tak sklerotické arterie, analyzuje místa potenciálního vzniku aterosklerózy a řeší její patogenezi. V neposlední řadě se také zaměřuje na samotný angioplastický zákrok.

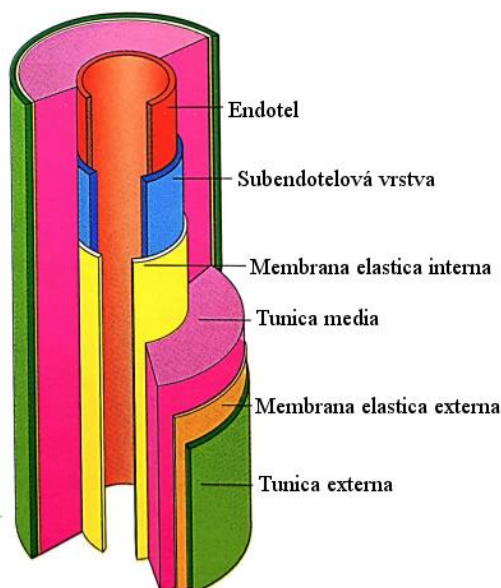
1.1 Histologická stavba cévní stěny

Jak je uvedeno v [3], arterie se obecně skládají ze tří vrstev, a sice tunica externa (též nazývaná tunica adventitia), tunica media a tunica interna (též nazývaná tunica intima).

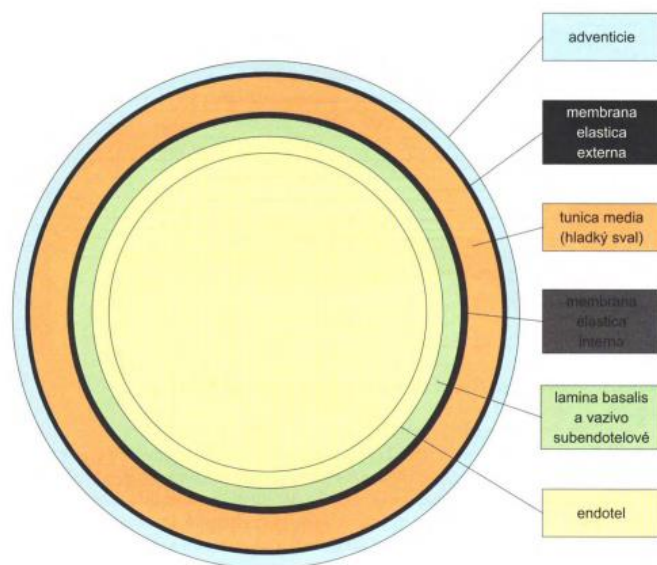
Tunica externa je tvořena takzvanou adventicií a zevní elastickou membránou (membrana elastica externa). Jedná se o vazivovou vrstvu tvořenou elastickými a kolagenními vlákny, zajišťující její pevné zakotvení v okolí a zároveň určující její mechanické vlastnosti. U velkých tepen prochází touto nejzevnější vrstvou vyživující cévy současně s autonomními nervovými vlákny, které zásobují krom samotné t. externa i hladkou svalovinu t. media.

Nejvýznamnější vrstvou arterií je tunica media, neboť je tvořena především hladkou svalovinou, která umožňuje stálý tonus (napětí) cévní stěny, a tím pádem i průsvit a průtok krve.

Poslední vrstvou je takzvaná tunica interna, která je složená z jednovrstevného plochého epitelu (endotelu), pod kterým se nachází soubor kolagenních elastických vláken, a sice bazální lamina (lamina basalis) a vnitřní elastická membrána (membrana elastica interna). Hlavním úkolem endotelu je zajistit nesmáčivý povrch vnitřní stěny arterie. Rovněž se aktivně podílí na antitrombotickém působení, což znamená, že brání tvorbě shlukování červených krvinek, a tím pádem vzniku trombu.



Obr. 1.1 Podélný řez tepnou, převzato z [4], upraveno.



Obr. 1.2 Obecná skladba cévní stěny, příčný řez. Převzato z [3].

1.2 Ateroskleróza

Ateroskleróza je, jak je popsáno v [5], dlouhodobě probíhající multifokální proces v cévní stěně. Jedná se o poškození projevující se buď rozšířením cévy, takzvanou extází, nejčastěji však dochází k částečnému zúžení průsvitu cévy. Mnohdy jde o klinicky dlouho bezpříznakový proces, který však může vyústit v znatelné omezení průtoku krve a následnou ischemii koncových orgánů, případně rupturu stěny cévy a vnitřní krvácení.

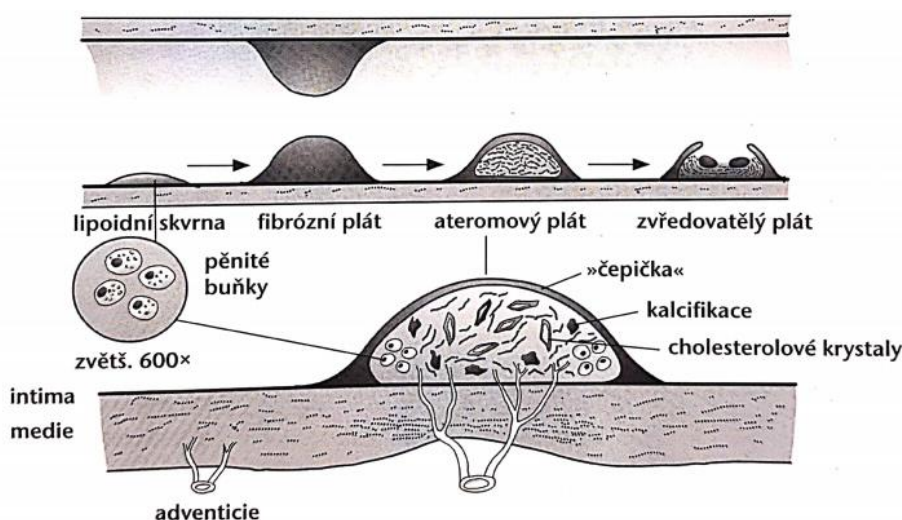
1.2.1 Patogeneze aterosklerózy

Podle [1] se mezi hlavní patogenetické mechanismy aterosklerózy řadí takzvaná hyperlipidémie (vysoká hladina tuků v krvi) a reaktivní zánět cévní stěny, přesněji řečeno endotelu. Základní schéma probíhajících změn v t. intima je následující:

- a) Vznik ložisek poškozeného endotelu vyúsťující v jeho porušenou funkci, a to především zvýšenou permeabilitou.
- b) Zvýšený průnik lipidů z plazmy do cévní stěny.
- c) Reaktivní změny v místě poškození za účasti buněk endotelu, krevních monocytů (buňky imunitního systému), trombocytů a hladkých svalových buněk z t. intima a t. media.
- d) Proliferace hladkých svalových buněk za vzniku vazivových plátů.

Jak již bylo naznačeno výše, spouštěcím momentem aterosklerózy je dlouhodobé nebo opakované poškození endotelu. To může být způsobeno vlivy hemodynamickými (zvýšený krevní tlak, turbulence v místech ohybů a bifurkací) a vlivy spojenými s krevní plazmou (hyperlipidémie). Takto poškozeným endotelem začnou ve vyšší míře pronikat lipidy cirkulující v krevní plazmě. Buňky endotelu v reakci na to začnou produkovat takzvané chemotaktické působky, které aktivně přitahují krevní monocyty a trombocyty a tím se zahájí zánětlivá reakce. Monocyty pohlcují nahromaděné tukové látky a samy se mění v pěníte buňky. Ty dávají základ aterosklerotické lézi – lipidním skvrnám.

Součástí zánětlivé reakce je také uvolňování různých růstových faktorů, vedoucí k migraci hladkých svalových buněk z t. media do t. intima a jejich proliferaci. Tyto buňky hojně tvoří kolagen, elastin a proteoglykany a dávají tak základ vlastnímu sklerotickému plátu. Pokud takovýto plát obsahuje méně lipidů a více kolagenního vaziva, jedná se o tzv. fibrózní plát. Naopak pokud je vyšší obsah lipidů, jedná se o tzv. plát ateromový, který má v centru charakteristické kašovitě ložisko bohaté na cholesterol. Endotel na povrchu těchto plátů je poškozen, což vede ke vzniku trombu. Za předpokladu, že je trombus malý, je zabudován do stěny cévy. Takovýto proces se dlouhodobě opakuje a vede k růstu plátu.



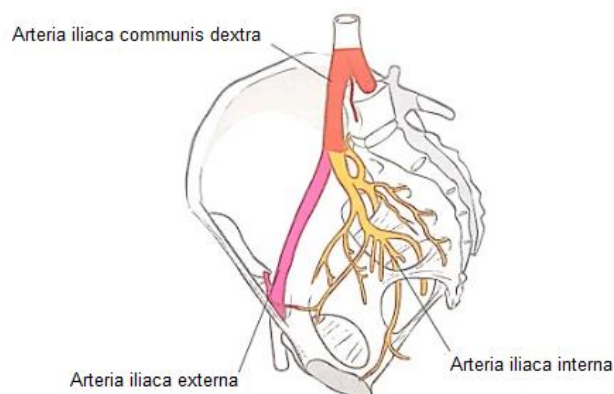
Obr. 1.3 Vývoj sklerotického plátu, převzato z [1].

1.3 Predilekční místa aterosklerotického procesu

Ateroskleróza jako taková postihuje zejména arterie, a to především ve specifických místech krevního řečiště, konkrétně v mozkových arteriích, epikardiálních arteriích myokardu a v arteriích dolních končetin. Nepochybná je souvislost vzniku aterosklerotického procesu s dlouhotrvajícím, mechanickým poškozováním t. intima způsobeným periodicky vypuzovanými tlakovými rázy krve. Z tohoto důvodu jsou místa arteriálních bifurkací, neboli vidlicovitých rozdvojení, rizikovými místy [5].

1.3.1 Arteria iliaca

Arteria iliaca, neboli kyčelní tepna, se typologicky řadí do kategorie pružníku, což jsou velké a středně velké tepny, jejichž úkolem je zajistit rychlý průtok a transport do koncových orgánů [3]. Je pokračováním břišní aorty, která se v úrovni čtvrtého bederního obratle L4 vidlicovitě rozestupuje v pravou a levou společnou tepnu kyčelní (a. iliaca communis dextra a a. iliaca communis sinistra), přičemž každá z nich se následovně, v místě křížokyčelního kloubu, dělí na vnitřní a vnější tepnu kyčelní (a. iliaca interna a a. iliaca externa) [6]. Jak již bylo zmíněno výše, z hlediska aterosklerotického procesu je bifurkace břišní aorty, a potažmo odstupující společné kyčelní tepny, rizikovým místem.



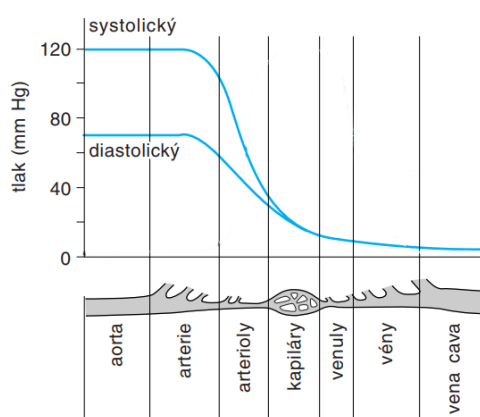
Obr. 1.4 Párové pokračování břišní aorty v místě jejího rozvětvení, převzato z [4], upraveno.

Mechanické vlastnosti kyčelních tepen se s věkem výrazně mění, přibývá kolagenních vláken a dochází k výraznému zvýšení jejich tuhosti [3]. Obecně však mají mimořádné elastické vlastnosti, jelikož zajišťují přeměnu nárazového přítoku v systole na kontinuální proudění [3].

Vzhledem k faktům zmíněných v této kapitole a kapitole 1.3 budu při modelování úlohy v této práci uvažovat angioplastiku kyčelní tepny, a to v místě těsně před její bifurkací.

1.4 Arteriální tlak

Dle [7] stoupá během každého srdečního cyklu u mladého člověka tlak v aortách a velkých arteriích až k vrcholové hodnotě okolo 120 mmHg, která odpovídá přibližně 16 kPa. Jedná se o takzvaný systolický tlak. Opačným extrémem je nejnižší tlak srdečního cyklu, takzvaný diastolický tlak, který se pohybuje okolo 70 mmHg (9,3 kPa). Z hlediska výpočtu napjatosti a deformace je přirozeně důležitější vyšší, a tedy systolický tlak. Vliv gravitace je vzhledem k poloze uvažovaného modelu popsaného v kapitole 1.3.1 zanedbatelný, a nebude proto při výpočtech uvažován.



Obr. 1.5 Schéma změny tlaku při průtoku krve velkým oběhem, převzato a upraveno z [7].

1.5 Perkutánní transluminální angioplastika

Jak je uvedeno v [8], jedná se o miniinvazivní terapeutickou metodu, při níž se za použití balónkového katetru pronikne do průsvitu cévy až za místo aterosklerotické stenózy (zúžení), které je poté dilatováno mechanickým nafouknutím balónku. Při zákroku

dochází k ruptuře intimy a následnému roztažení medie, jež se dále hojí kolagenem. Velice často je součástí operace rovněž implantace takzvaného stentu, což je výztuž trubicovitého orgánu zajišťující dlouhodobě zlepšenou průchodnost a dostatečný průsvit tepny [8][9].

1.5.1 Technika výkonu

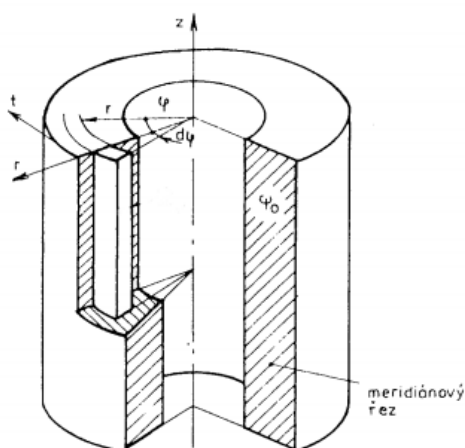
Zákrok jako takový je podle [9] možné provést ze stejnostranného (ipsilaterálního) nebo protistranného (kontralaterálního) třísla. Obě tyto metody mají své výhody a nevýhody. Hlavním kladem stejnostranného přístupu je jednodušší a celkově příjemnější proniknutí stenózou nebo okluzí (uzavřením), je zde však zvýšené riziko vzniku trombózy operovaného úseku způsobeného nezbytným stlačením vpichu po zákroku. Naopak u protistranného přístupu, při kterém je katetr a potažmo stent zaváděn přes bifurkaci do postižené tepny, je operace po technické stránce výrazně obtížnější, avšak výše zmíněné riziko je menší.

2 POPIS VÝPOČTOVÉHO MODELU

Následující kapitola je zaměřena na teoretický popis výpočtového modelu, který bude uplatněn při výpočtu napjatosti a deformace stěny zdravé a sklerotické arterie, a to jak při silovém zatížení běžným krevním tlakem, tak při deformačním zatížení způsobeným katetrem při angioplastice.

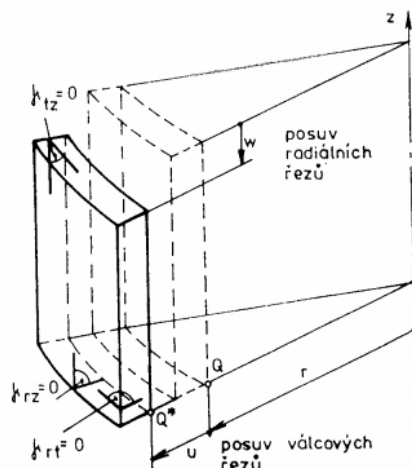
2.1 Elementární těleso

V rámci výpočtů budu považovat arterii za vícevrstvé tlustostěnné válcové těleso, přičemž budu vycházet z charakteristiky jednovrstvé verze tohoto tělesa, která je popsána v [10]. Geometrie, zatížení, materiálové charakteristiky, napjatost a deformace takového tělesa jsou invariantní vzhledem k rotaci kolem osy tělesa a zároveň i vzhledem k poloze v axiálním směru. V nezatíženém stavu jej ohraničují dvě koncentrické válcové plochy a dvě vzájemně rovnoběžné, na osu tělesa kolmé čelní plochy, přičemž meridiánovým řezem je obdélník. Předpokladem zachování válcovitosti prvku je jednak fakt, že body ležící v meridiánovém řezu v něm zůstávají po celou dobu zatěžování, a jednak že radiální řezy jsou během zatěžování za všech okolností rovinnými a válcové řezy zůstávají válcovými, pouze se změněnými poloměry.



Obr. 2.1 Tlustostěnné válcové těleso, převzato z [10], upraveno.

U rotačně symetrických těles obecně jsou, vzhledem k zachování rotační symetrie, i v deformovaném stavu nulová úhlová přetvoření γ_{rt} a γ_{tz} . U válcového tělesa, jakožto zvláštního případu takového tělesa, navíc nedochází k natáčení radiálních řezů, a proto jsou nulová i přetvoření γ_{rz} . Z toho plyne, že i všechna smyková napětí jsou nulová. Délková přetvoření ϵ_r , ϵ_t , a ϵ_z jsou naopak nenulová a příslušné směry (radiální, obvodový a osový) jsou hlavními směry jak deformace, tak napětí.



Obr. 2.2 Deformace stěny tlustostěnného válcového tělesa, převzato z [10].

2.2 Silové zatížení krevním tlakem

V případě silového zatížení krevním tlakem uvažují válcové těleso zatížené na vnitřním povrchu radiálním tlakem p_1 (představující tlak krve). Jelikož všechny tlaky uvažují jako přetlaky vůči tlaku atmosférickému, je tlak p_2 na vnějším válcovém povrchu ve výpočtech nulový. V osové směru je tělesu, vzhledem k tomu, že v lidském těle nedochází ke zkracování arterií, zamezena deformace. Úloha jako taková má tedy kombinované okrajové podmínky, a sice silové (pro $r = r_1$ je $\sigma_r = -p_1$, pro $r = r_2$ je $\sigma_r = 0$) a geometrické ($\varepsilon_z = 0$).

2.3 Deformační zatížení způsobené katetrem při angioplastice

Podobně jako v případě silového zatížení krevním tlakem má úloha kombinované okrajové podmínky, tentokrát však místo silové je okrajová podmínka deformační (určující radiální posuv: pro $r = r_1$ je $u = u_1$). Geometrická podmínka zůstává stejná, a sice že nedochází k deformaci v osové směru ($\varepsilon_z = 0$).

3 ODVOZENÍ VZTAHŮ PRO VÝPOČET NAPĚTÍ A DEFORMACE

Pro válcové těleso je úplný systém rovnic obecné pružnosti určen dle [10] následujícími vztahy, jejichž odvození je rovněž v [10]. S využitím těchto vztahů je dále možné odvodit vzorce pro výpočet průběhu radiálního, obvodového a osového napětí a také deformací a posuvů ve stěně válcového tělesa, respektive ve stěně arterie.

a) Rovnice rovnováhy:

$$\sigma_r - \sigma_t + r \frac{d\sigma_r}{dr} = 0 \quad (1)$$

b) Geometrické rovnice:

$$\varepsilon_t = \frac{u}{r} \quad (2)$$

$$\varepsilon_r = \frac{du}{dr} \quad (3)$$

$$\varepsilon_z = \frac{dw}{dz} \quad (4)$$

c) Konstitutivní vztahy:

$$\sigma_r = \frac{E}{1+\mu} \left[\frac{du}{dr} + \frac{\mu}{1-2\mu} \left(\frac{du}{dr} + \frac{u}{r} + \varepsilon_z \right) \right] \quad (5)$$

$$\sigma_t = \frac{E}{1+\mu} \left[\frac{u}{r} + \frac{\mu}{1-2\mu} \left(\frac{du}{dr} + \frac{u}{r} + \varepsilon_z \right) \right] \quad (6)$$

$$\sigma_z = \frac{E}{1+\mu} \left[\varepsilon_z + \frac{\mu}{1-2\mu} \left(\frac{du}{dr} + \frac{u}{r} + \varepsilon_z \right) \right] \quad (7)$$

Dosazením konstitutivních vztahů do rovnic rovnováhy a derivací členu σ_r dostáváme vztah

$$\frac{du^2}{dr^2} + \frac{1}{r} \frac{du}{dr} - \frac{u}{r^2} = 0 \quad (8)$$

což je diferenciální rovnice Eulerova typu sloužící k určení neznámého posuvu u mající tvar

$$u = c_1 r + \frac{c_2}{r} \quad (9)$$

Vyjádřením geometrických vztahů jako funkcí posuvu u a jejich následovných dosazením zpět do konstitutivních vztahů dostáváme, po úpravě, následující vztahy:

$$\sigma_r = \frac{EC_1}{(1+\mu)(1-2\mu)} - \frac{EC_2}{1+\mu} \frac{1}{r^2} + \frac{E\mu}{(1+\mu)(1-2\mu)} \varepsilon_z \quad (10)$$

$$\sigma_t = \frac{EC_1}{(1+\mu)(1-2\mu)} + \frac{EC_2}{1+\mu} \frac{1}{r^2} + \frac{E\mu}{(1+\mu)(1-2\mu)} \varepsilon_z \quad (11)$$

$$\sigma_z = \frac{EC_1}{(1+\mu)(1-2\mu)} 2\mu + \frac{(1-\mu)E}{(1+\mu)(1-2\mu)} \varepsilon_z \quad (12)$$

Tyto vztahy lze dále zjednodušit zavedením konstant A , B a D a psát ve tvaru:

$$\sigma_r = A - \frac{B}{r^2} + D \quad (13)$$

$$\sigma_t = A + \frac{B}{r^2} + D \quad (14)$$

$$\sigma_z = 2\mu A + \frac{(1-\mu)E}{(1+\mu)(1-2\mu)} \varepsilon_z \quad (15)$$

Ze vztahů (13) a (14) je na první pohled vidět, že radiální a obvodová napětí jsou symetrická vzhledem ke konstantě $A+D$ a že osové napětí není, na rozdíl od radiálního a obvodového, závislé na poloměru, a je proto konstantní po jednotlivých vrstvách v radiálním řezu.

Okrajové podmínky pro úlohu uvedenou v kapitole 2.2 použijeme pro určení integračních konstant A a B (integrační konstanta D je, vzhledem k faktu, že $\varepsilon_z = 0$, nulová) a obdržíme tyto vztahy [10]:

$$\sigma_r = \frac{p_1 r_1^2 - p_2 r_2^2}{r_2^2 - r_1^2} - (p_1 - p_2) \frac{r_1^2 r_2^2}{r_2^2 - r_1^2} \frac{1}{r^2} \quad (16)$$

$$\sigma_t = \frac{p_1 r_1^2 - p_2 r_2^2}{r_2^2 - r_1^2} + (p_1 - p_2) \frac{r_1^2 r_2^2}{r_2^2 - r_1^2} \frac{1}{r^2} \quad (17)$$

$$\sigma_z = 2\mu \frac{p_1 r_1^2 - p_2 r_2^2}{r_2^2 - r_1^2} \quad (18)$$

Nutno podotknout, že výše uvedené vztahy (16), (17) a (18) jsou platné pro jednovrstvé tlustostěnné válcové těleso. Obecné vztahy pro výpočet napětí u vícevrstvé nádoby mají následující tvar:

$$\sigma_{ri} = \frac{p_i r_i^2 - p_{i+1} r_{i+1}^2}{r_{i+1}^2 - r_i^2} - (p_i - p_{i+1}) \frac{r_i^2 r_{i+1}^2}{r_{i+1}^2 - r_i^2} \frac{1}{r_{\langle r_i; r_{i+1} \rangle}} \quad (19)$$

$$\sigma_{ii} = \frac{p_i r_i^2 - p_{i+1} r_{i+1}^2}{r_{i+1}^2 - r_i^2} + (p_i - p_{i+1}) \frac{r_i^2 r_{i+1}^2}{r_{i+1}^2 - r_i^2} \frac{1}{r_{\langle r_i; r_{i+1} \rangle}} \quad (20)$$

$$\sigma_{zi} = 2\mu_i \frac{p_i r_i^2 - p_{i+1} r_{i+1}^2}{r_{i+1}^2 - r_i^2} \quad (21)$$

kde index i představuje pořadí vrstvy a r je rozmezí dané vrstvy, a spadá tedy do intervalu $\langle r_i; r_{i+1} \rangle$. Tlaky p_2 až p_{n-1} jsou tlaky na rozhraní vrstev způsobené jejich vzájemnou interferencí. Ty jsou ovšem neznámé a je třeba je určit z rovnosti radiálních posuvů $u_{(r=r_i)}^{i-1} = u_{(r=r_i)}^i$. Ty vyjádříme z rovnice (2) jako

$$u = r \varepsilon_i \quad (22)$$

přičemž obvodové přetvoření ε_i dosadíme do (22) ze zobecněného Hookova zákona jako

$$\varepsilon_i = \frac{1}{E} [\sigma_i - \mu(\sigma_r + \sigma_z)] \quad (23)$$

do něhož dosadíme σ_t z (17), σ_r z okrajových podmínek a σ_z z (18), až dostaneme obecnou rovnici ve tvaru

$$u_{\langle r_i; r_{i+1} \rangle}^i = \frac{r_{\langle r_i; r_{i+1} \rangle}}{E_i} \left[\frac{p_i r_i^2 - p_{i+1} r_{i+1}^2}{r_{i+1}^2 - r_i^2} + (p_i - p_{i+1}) \frac{r_i^2 r_{i+1}^2}{r_{i+1}^2 - r_i^2} \frac{1}{r_{\langle r_i; r_{i+1} \rangle}} - \mu \left(-p_i + 2\mu_i \frac{p_i r_i^2 - p_{i+1} r_{i+1}^2}{r_{i+1}^2 - r_i^2} \right) \right] \quad (24)$$

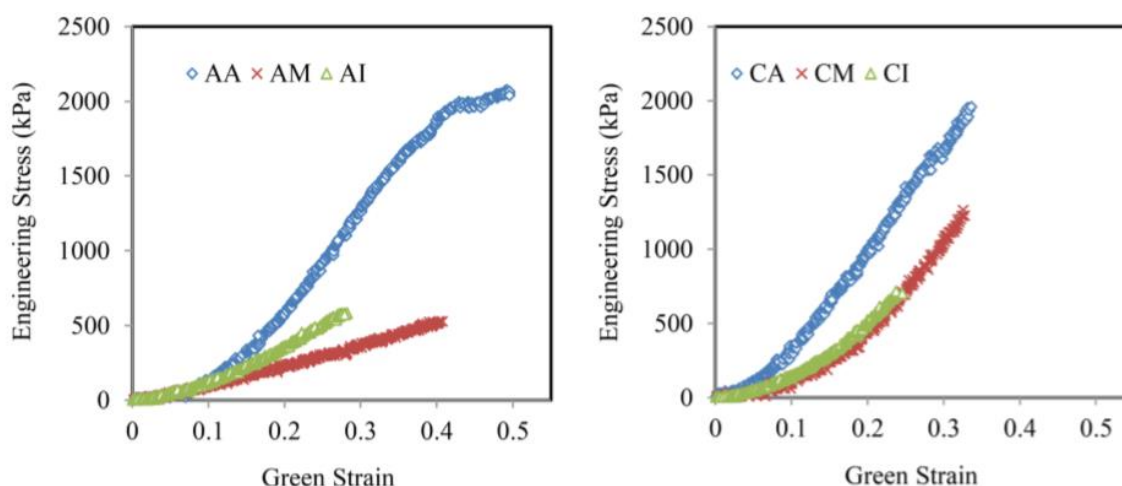
Pro n vrstev řešíme soustavu $n-1$ lineárních rovnic o $n-1$ neznámých. Tlak p_1 a poslední, n -tý, a tedy vnější tlak je dán okrajovými podmínkami samotné úlohy.

4 MATERIÁLOVÉ VLASTNOSTI ARTERIÍ

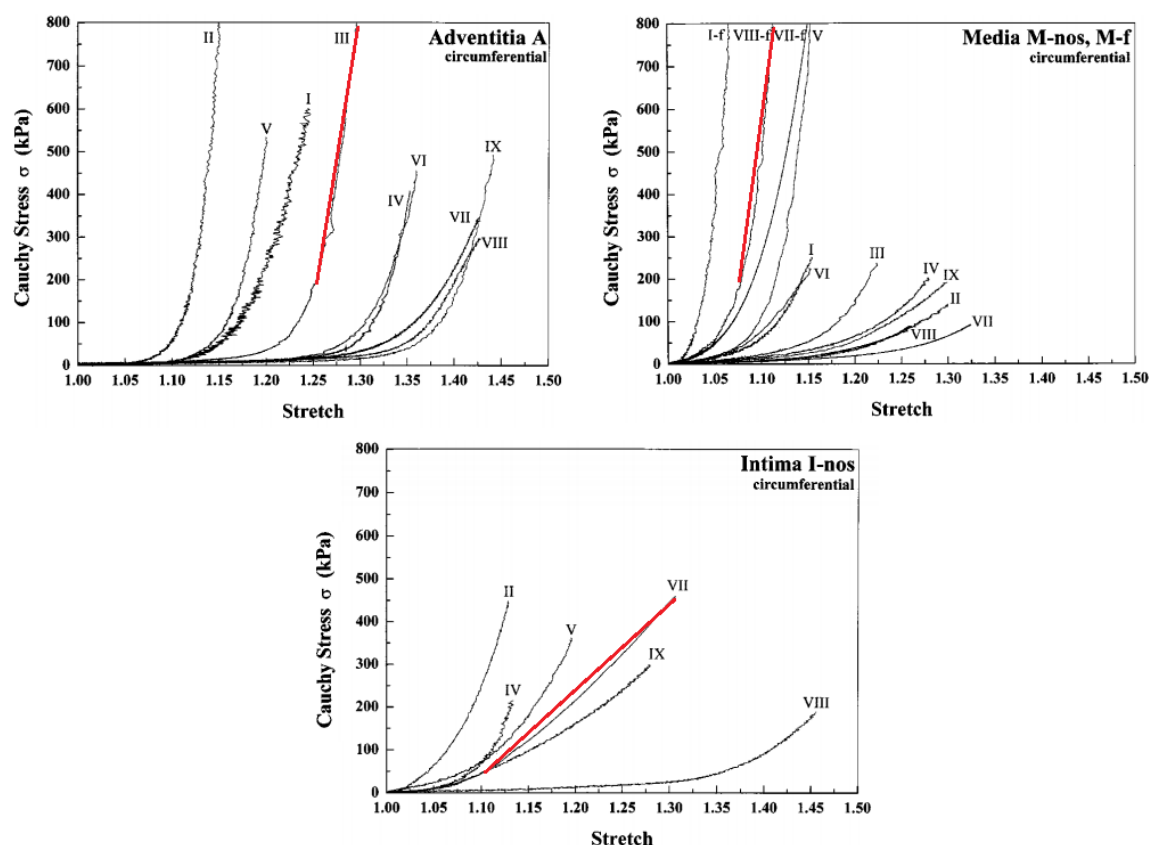
Následující kapitola se zaměřuje na určení materiálových vlastností arterií, přesněji řečeno jejich vrstev, které jsou zcela nezbytné pro provedení výpočtů a vyřešení zadaného problému. Jsou v ní stručně popsány současné studie zabývající se touto problematikou, s využitím jejichž dat jsou následně určeny moduly pružnosti jednotlivých vrstev cévní stěny.

Podle [11] má znalost biomechanických vlastností aterosklerotických plátů a cévní stěny obecně zásadní význam pro porozumění patofyziologie kardiovaskulárního systému a pro lepší předvídání výsledků intervenčních zákroků, jako je například transluminální perkutánní angioplastika. Jak bylo ale zmíněno v úvodu, poměrně velké množství studií se sice zabývalo určením materiálových vlastností fibrózních a ateromových plátů, vlastnostem jednotlivých vrstev samotné sklerotické cévní stěny však nebyla věnována dostatečná pozornost [2]. Důvodem toho je mimo jiné fakt, že jak naznačují patohistologická vyšetření, příčinou ruptury ateromu je prasknutí fibrózního plátu, který vykazuje, dle [11], nejvyšší průměrnou hodnotu meze pevnosti. Pevnost stěny jako takové však nemůže být závislá pouze na mechanických vlastnostech fibrózního plátu, jelikož rozložení napětí v něm je silně ovlivněné okolními vrstvami. Proto jsou dostupné informace v tomto ohledu značně omezené.

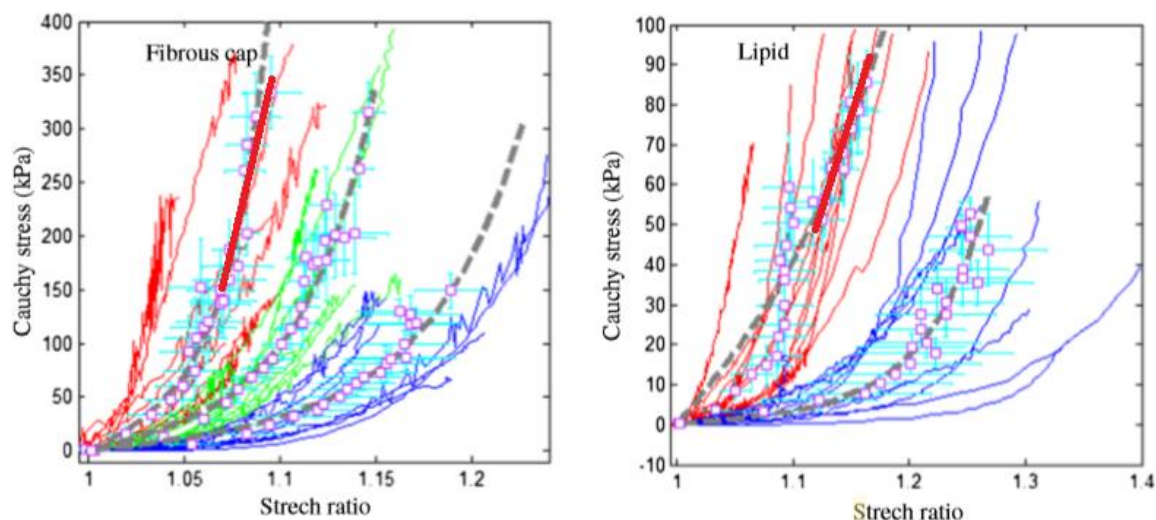
V [11], [2] a [12] jsou popsány jednoosé tahové zkoušky provedené na 107 vzorcích zdravých a postižených kyčelních arterií 9 různých pacientů (sklerotické vzorky jsou na Obr. 4.2 označeny písmenem *f*), respektive 71 vzorcích karotid 6 různých pacientů a 59 vzorcích fibrózních plátů ze sklerotických karotid 21 různých pacientů. Jak ukazují grafy tahových zkoušek, všechny vrstvy cévní stěny, včetně fibrózního plátu, vykazují nelineární, případně bilineární závislost napětí na protažení, a to jak v osovém, tak v obvodovém směru.



Obr. 4.1 Závislost napětí na poměrném délkovém prodloužení vzorků *t. adventitia* a *t. media* z karotidy v osovém a obvodovém směru, převzato z [2].



Obr. 4.2 Závislost napětí na protažení jednotlivých vzorků t. adventitia, t. media a t. intima kyčelní arterie v obvodovém směru, převzato z [11], upraveno.



Obr. 4.3 Závislost napětí na protažení jednotlivých vzorků fibrózních plátů a lipidové vrstvy karotid, převzato z [12], upraveno.

4.1 Youngův modul pružnosti

Jak již bylo zmíněno v kapitole 4, všechny vrstvy cévní stěny vykazují obecně nelineární závislost napětí na protažení. Na Obr. 4.1, Obr. 4.2 a Obr. 4.3 je však vidět, že od jisté velikosti zatížení začne křivka všech vzorků více či méně lineární závislost připomínat. V rámci této bakalářské práce tohoto faktu využiji a budu uvažovat konstantní moduly

pružnosti všech jednotlivých vrstev. Ty budou určeny z červenou čarou vyznačených úseků v Obr. 4.2 a Obr. 4.3 pomocí vztahu:

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \frac{\sigma_{\max} - \sigma_{\min}}{\lambda_{\max} - \lambda_{\min}} \quad (25)$$

Hodnoty vypočtených modulů pružnosti jsou uvedeny v Tab. 4.1.

Tunica adventitia	$E_{adv} = \frac{0,8 - 0,2}{1,30 - 1,25} = 12 MPa$
Tunica media	$E_{med} = \frac{0,8 - 0,2}{1,1125 - 1,075} = 16 MPa$
Tunica intima	$E_{int} = \frac{0,45 - 0,05}{1,30 - 1,1} = 2 MPa$
Fibrózní plát	$E_{FC} = \frac{0,35 - 0,15}{1,1 - 1,07} = 6,67 MPa$
Lipidová vrstva	$E_{lip} = \frac{0,09 - 0,05}{1,18 - 1,12} = 0,67 MPa$

Tab. 4.1 Hodnoty modulů pružnosti jednotlivých vrstev cévní stěny.

4.2 Poissonův poměr

Poissonův poměr je definován jako poměr poměrného příčného zkrácení k poměrnému podélnému prodloužení v oblasti pružných deformací. Při výpočtech budu považovat arterii a všechny její vrstvy po celou dobu za dokonale objemově nestlačitelné, a proto bude $\mu = 0,5$ (jak vyplývá ze vztahu $1 + \Delta V = 1 + \varepsilon_1 (1 - 2\mu)$).

5 ANALYTICKÉ ŘEŠENÍ VÝPOČTU NAPJATOSTI A DEFORMACE STĚNY ARTERIE

Tato kapitola je zaměřena již na samotný výpočet maximálního napětí v cévní stěně. Nejdříve budou vykresleny grafy průběhů napětí a deformací jak zdravé, tak sklerotické tepny zatížené běžným krevním tlakem, načež budou stejné průběhy vykresleny i pro sklerotickou tepnu při angioplastice. Na závěr budou výsledky porovnány s odpovídajícím modelem využívajícím metodu konečných prvků.

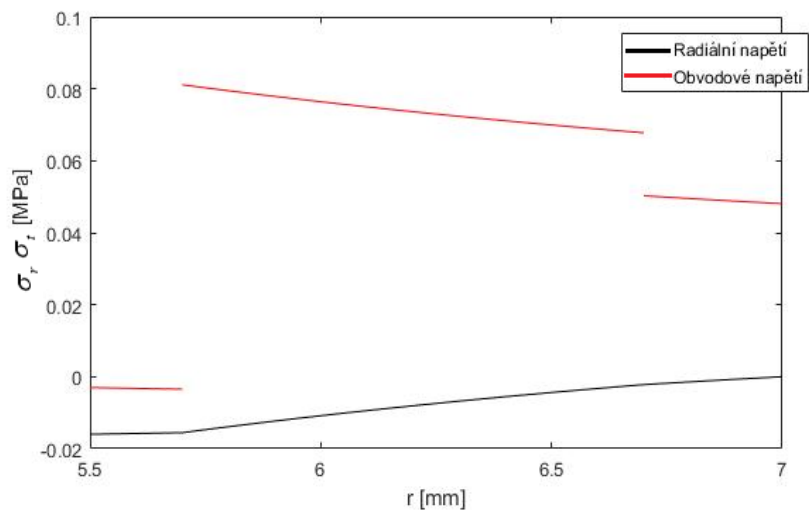
Při výpočtech budou použity hodnoty modulů pružnosti uvedených v Tab. 4.1, vnitřní a vnější poloměry uvažované zdravé a sklerotické arterie a tloušťky jejich jednotlivých vrstev jsou uvedeny v Tab. 5.1 níže.

	Zdravá arterie	Sklerotická arterie
Vnitřní poloměr [mm]	5,5	4
Vnější poloměr [mm]	7	7
Tloušťka sklerotického plátu [mm]	-	0,5
Tloušťka lipidové vrstvy [mm]	-	0,8
Tloušťka t. intima [mm]	0,2	0,4
Tloušťka t. media [mm]	1	1
Tloušťka t. externa [mm]	0,3	0,3

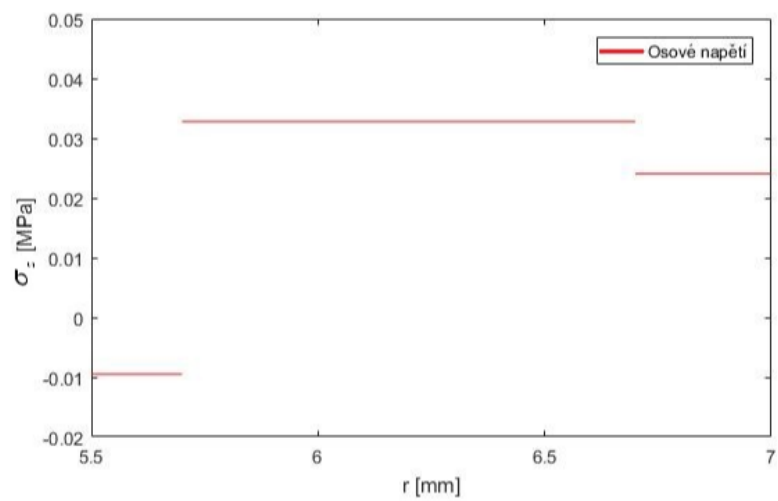
Tab. 5.1 Vnitřní a vnější poloměry uvažované zdravé a sklerotické arterie a tloušťky jejich vrstev.

5.1 Zdravá arterie zatížená běžným krevním tlakem

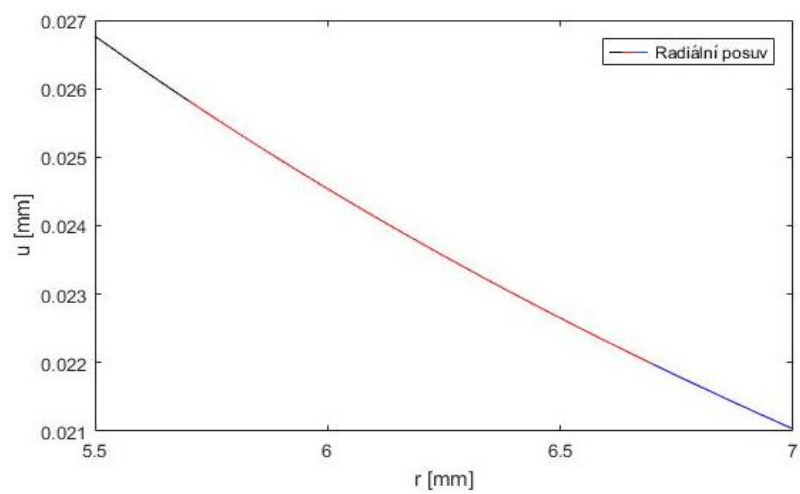
Histologická stavba cévní stěny zdravé arterie odpovídá popisu v kapitole 1.1, a modelem je tedy třívrstvé tlustostěnné válcové těleso. Materiálové vlastnosti jednotlivých vrstev jsou popsány v kapitole 4. Za běžného systolického tlaku (viz kapitola 1.4) jsou průběhy jednotlivých napětí, radiálního posuvu u a obvodové deformace ε_t následující:



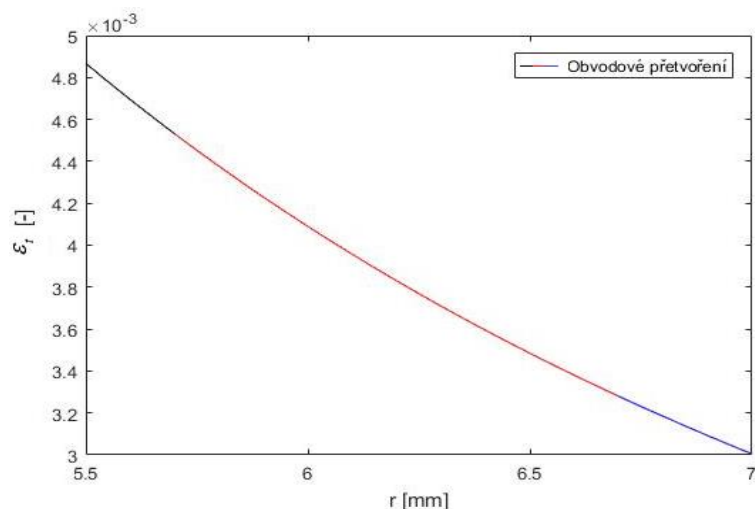
Obr. 5.1 Průběh radiálního a obvodového napětí ve stěně zdravé arterie.



Obr. 5.2 Průběh osového napětí ve stěně zdravé arterie.



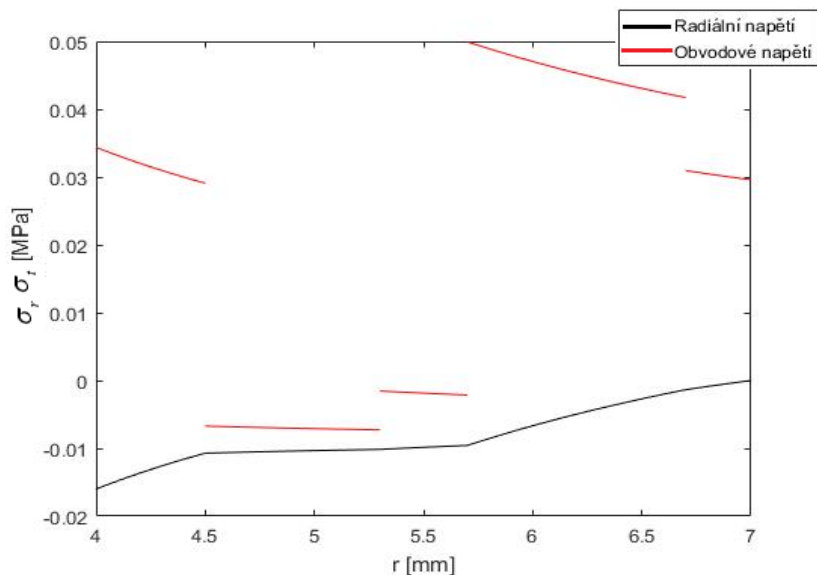
Obr. 5.3 Průběh radiálního posuvu po poloměru zdravé cévní stěny.



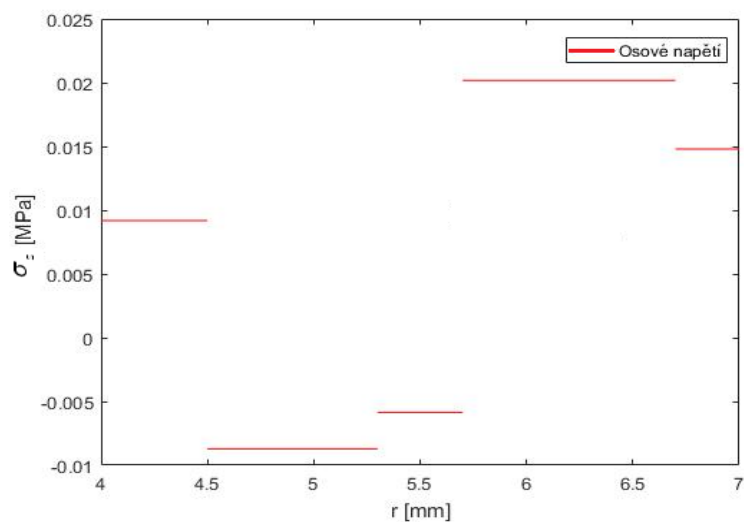
Obr. 5.4 Průběh obvodového přetvoření po poloměru zdravé cévní stěny.

5.2 Sklerotická arterie zatížená běžným krevním tlakem

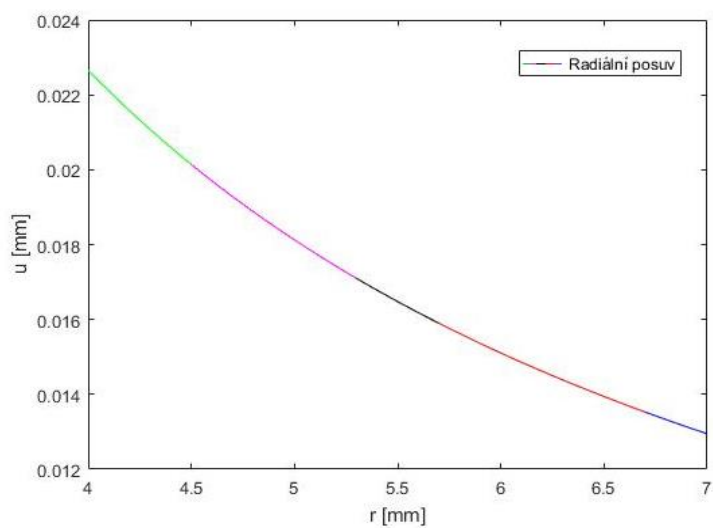
Histologická stavba cévní stěny sklerotické arterie je výrazně odlišná oproti stěně zdravé arterie. Krom vzniku sklerotického plátu dochází pod ateromem navíc k složitému procesu remodelace původních vrstev a změně jejich poloměrů. Stěnu je však možné přibližně modelovat jako pětivrstvou tlustostěnnou válcovou nádobu, přičemž popis a materiálové vlastnosti jednotlivých vrstev jsou uvedeny v kapitolách 1.2.1 a 4.1. Při silovém zatížení systolickým tlakem mají průběhy hlavních napětí, radiálního posuvu u a obvodové deformace ε_t tuto podobu:



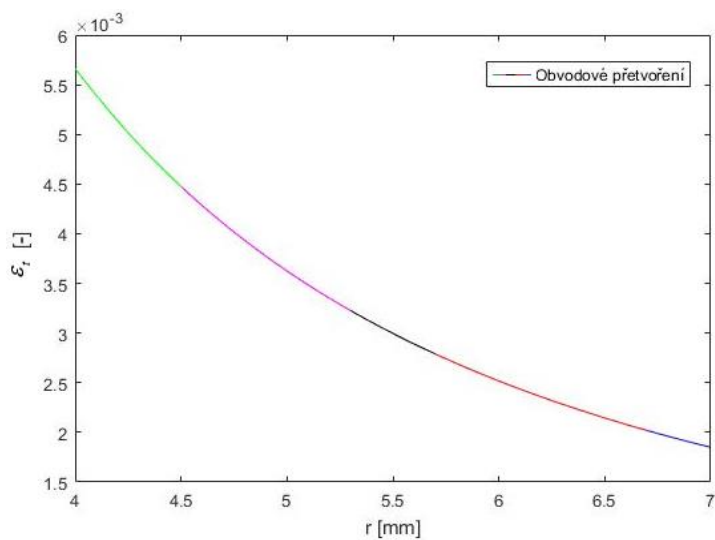
Obr. 5.5 Průběh radiálního a obvodového napětí ve stěně sklerotické arterie.



Obr. 5.6 Průběh osověho napětí ve stěně sklerotické arterie.



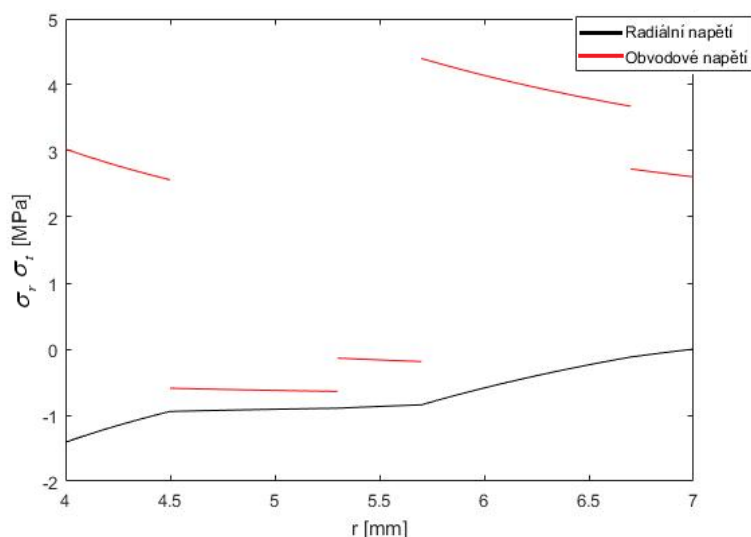
Obr. 5.7 Průběh radiálního posuvu po poloměru sklerotické cévní stěny.



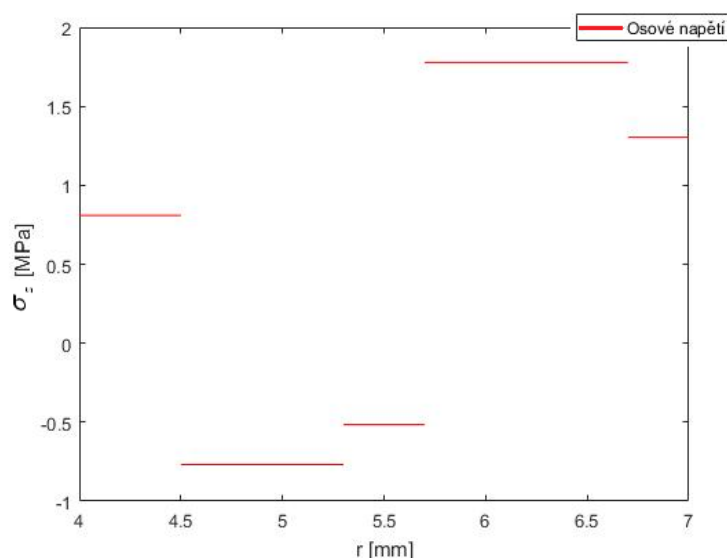
Obr. 5.8 Průběh obvodového přetvoření po poloměru sklerotické cévní stěny.

5.3 Sklerotická arterie při angioplastice

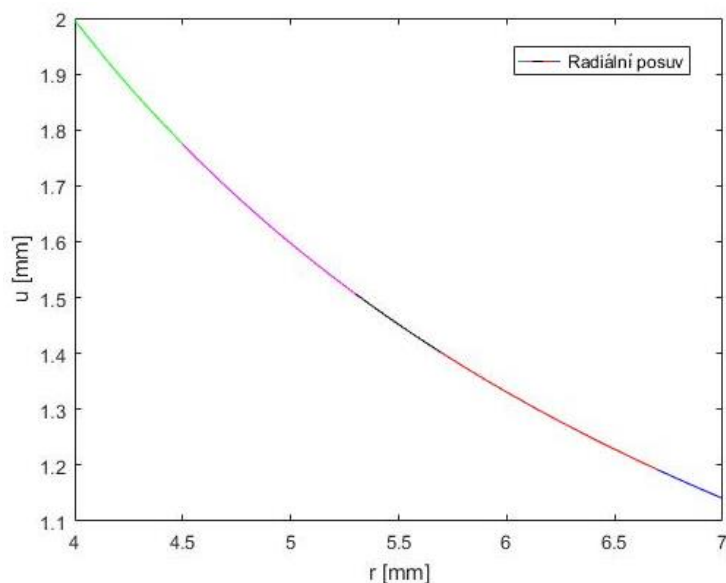
Při výpočtu napětí a deformace v případě zatížení radiálním posuvem u_1 způsobeného katetrem při angioplastice vycházím z uvažované linearitý úlohy, konkrétně z konstantních modulů pružnosti všech jednotlivých vrstev. Tento předpoklad zajišťuje, že radiální posuv je lineárně závislý na tlaku p_1 , a tedy že tento neznámý tlak mohu určit ze známého posuvu. Ten odpovídá roztažení průsvitu arterie, o který usilují lékaři při radiologickém zákroku. Posuv budu při výpočtech uvažovat dvoumilimetrový, což představuje dilataci na úroveň průsvitu zdravé arterie (s drobným přesahem). Při samotném výpočtu to znamená, že původní soustavu $n-1$ lineárních rovnic o $n-1$ neznámých pro n vrstev rozšířím o jednu neznámou, a sice tlak p_1 . Chybějící rovnice zajišťující řešitelnost soustavy je okrajová deformační podmínka (pro $r = r_1$ je $u = u_1 = 2$ mm). Průběhy hlavních napětí, radiálního posuvu u a obvodové deformace ε_t jsou následující:



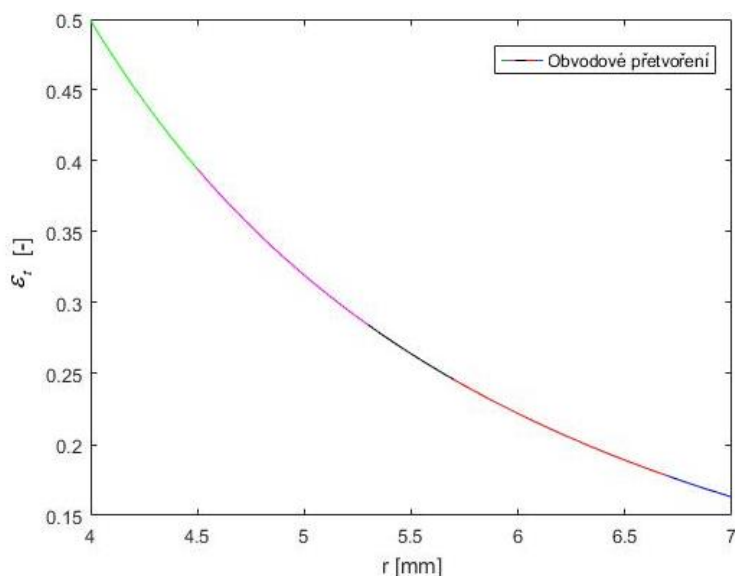
Obr. 5.9 Průběh radiálního a obvodového napětí ve stěně sklerotické arterie při angioplastice.



Obr. 5.10 Průběh osového napětí ve stěně sklerotické arterie při angioplastice.



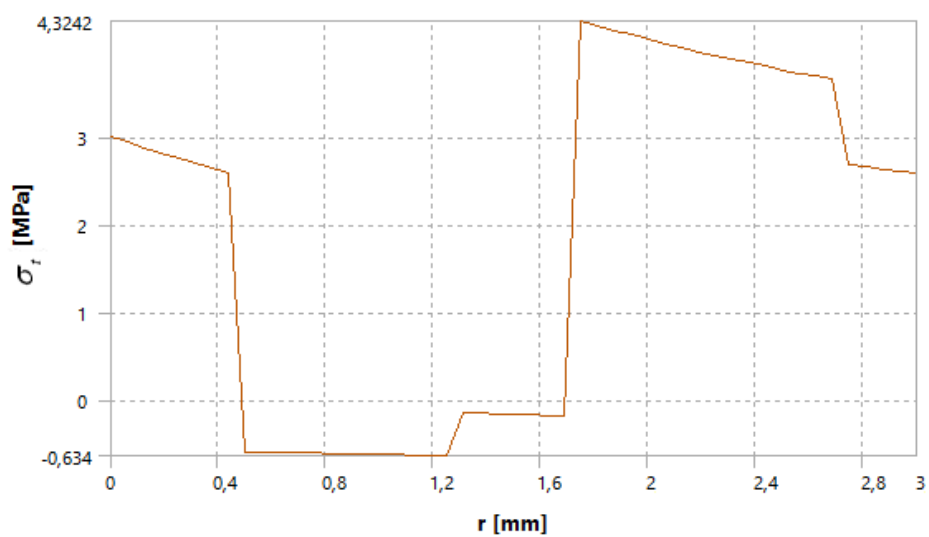
Obr. 5.11 Průběh radiálního posuvu po poloměru sklerotické cévní stěny při angioplastice.



Obr. 5.12 Průběh obvodového přetvoření po poloměru sklerotické cévní stěny při angioplastice.

5.4 Srovnání s metodou konečných prvků

Na závěr byla za pomoci softwaru ANSYS úloha vyřešena metodou konečných prvků. Konkrétně byl, pro srovnání, vykreslen průběh obvodového napětí ve stěně sklerotické arterie při angioplastice. Napětí v tomto směru dosahuje ve všech případech nejvyšší hodnoty a je proto z hlediska bezpečnosti a úlohy obecně nejrelevantnější. Jak je vidět na Obr. 5.13, výsledky se shodují s výsledky získanými výpočtem analytickou metodou. Dá se proto předpokládat, že průběhy ostatních napětí, případně posuvů nebo přetvoření, by vyšly rovněž stejně



Obr. 5.13 Průběh obvodového napětí ve stěně sklerotické arterie vyhodnocený metodou konečných prvků.

6 DISKUZE

Jak je zřejmé z výsledných grafů analytických výpočtů, díky uvažované linearitě úlohy je velikost napětí ve stěně cévní stěny přímo úměrná velikosti radiálního tlaku působícího na vnitřní stěnu arterie. Zároveň mají jednotlivá napětí, deformace a přetvoření stejný průběh. Zatímco radiální napětí je po celém poloměru stěny spojitě, obvodové napětí je kvůli skokovým změnám modulů pružnosti jednotlivých vrstev nespojitě. Jak bylo zmíněno v kapitole 3, radiální a obvodová napětí jsou symetrická podle konstanty A a osově napětí, nezávislé na poloměru, je konstantní napříč jednotlivými vrstvami cévní stěny. Průběhy radiálního posuvu a obvodového přetvoření jsou podle očekávání spojitě.

Výsledky ukazují, že neohledě na to, jestli je arterie zdravá nebo sklerotická, nejvyšší hodnota obvodového napětí ve vždy na vnitřním poloměru t . media. Při silovém zatížení tepny běžným krevním tlakem je tato hodnota poměrně nízká. U zdravé tepny jde přibližně o 80 kPa, u sklerotické tepny je hodnota díky fibróznímu plátu a lipidové vrstvě dokonce ještě o necelých 30 kPa nižší. Naopak při deformačním zatížení způsobeným katetrem při angioplastice je hodnota maximálního napětí velice vysoká. Dle výsledků analytických výpočtů je napětí rovno přibližně 4,3 MPa. Výsledky získané metodou konečných prvků jsou prakticky zcela totožné. To potvrzuje, že v rámci daného výpočtového modelu je řešení správné.

Jak je uvedeno v [13], mez pevnosti t . media je 1,2 MPa, t . adventitia 1,8 MPa, fibrózního plátu 0,4 MPa a zdravé cévní stěny jako celku asi 2 MPa. Je vidět, že nejrizikovějším místem, co se týče porušení mezního stavu pevnosti, nebude t . media, ale fibrózní plát. Je nutné nicméně vzít v potaz, že při samotné angioplastice je porušení ateromu žádoucí. V každém případě je však zřejmé, že zvolený výpočtový model jako takový má značná omezení. Hodnota maximálního napětí 4,3 MPa je výrazně vyšší, než mez pevnosti cévní stěny, což vypovídá o tom, že tak vysoká napětí při angioplastice nevznikají. Uvažovaná linearita a dokonalá axisymetrie během celého průběhu zatěžování způsobují, že výsledné hodnoty jsou realitě pravděpodobně poměrně vzdálené.

ZÁVĚR

Cílem práce bylo určení maximálního napětí vznikajícího ve stěně arterie při angioplastice, a to na základě analytických metod přednášených v bakalářském studiu. V rámci výpočtového modelu byla sklerotická tepna nahrazena pětivrstvou, tlustostěnnou válcovou nádobou, přičemž materiálové vlastnosti každé z vrstev byly určeny z jednoosých tahových zkoušek prováděných přímo na lidské tkáni. V rámci aproximace byly moduly pružnosti považovány za konstantní a rovněž byla uvažována dokonalá axisymetrie tělesa, a to po celou dobu jeho zatěžování. Výsledkem výpočtů byly grafy průběhů jednotlivých hlavních napětí, z nichž je možné odečíst velikost maximálního napětí a polohu kritického místa. Hodnoty byly následně porovnány s výsledky modelu využívajícího metodu konečných prvků.

Problém jako takový je velice komplexní a použitý výpočtový model byl nezbytný pro vyřešení problému. Ten má však svá podstatná omezení, na což je třeba brát zřetel při posuzování výsledků. Vytvoření lepšího modelu by do budoucna umožnilo zpřesnění výsledných hodnot a jejich výrazné přiblížení realitě, čímž by se naplnila původní snaha o vytvoření referenční hodnoty napětí vznikajícího ve stěně arterie při angioplastice.

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- [1] POVÝŠIL, Ctibor, Ivo ŠTEINER a UNIVERZITA KARLOVA. *Speciální patologie*. B.m.: Galén, 2007. ISBN 9788072624942.
- [2] HOFFMAN, Allen H., Zhongzhao TENG, Jie ZHENG, Zheyang WU, Pamela K. WOODARD, Kristen L. BILLIAR, Liang WANG a Dalin TANG. Stiffness Properties of Adventitia, Media, and Full Thickness Human Atherosclerotic Carotid Arteries in the Axial and Circumferential Directions. *Journal of Biomechanical Engineering* [online]. 2017, **139**(12), 124501 [vid. 2019-05-13]. ISSN 0148-0731. Dostupné z: doi:10.1115/1.4037794
- [3] KITTNAR, Otomar. *Lékařská fyziologie*. B.m.: Grada, 2011. ISBN 9788024730684.
- [4] HUDÁK, Radovan. a David KACHLÍK. *Memorix anatomie*. B.m.: Triton, 2013. ISBN 9788073877125.
- [5] NEČAS, Emanuel. *Patologická fyziologie orgánových systémů*. B.m.: Karolinum, 2003. ISBN 8024606151.
- [6] ČIHÁK, Radomír, Miloš GRIM, Rastislav DRUGA, Milan MED a Ivan. HELEKAL. *Anatomie*. B.m.: Grada, 2001. ISBN 9788024711324.
- [7] GANONG, William F. *Přehled lékařské fyziologie : dvacáté vydání*. B.m.: Galén, 2005. ISBN 8072623117.
- [8] ZEMAN, Miroslav. *Speciální chirurgie*. B.m.: Galén, 2004. ISBN 8072622609.
- [9] KRAJINA, Antonín. a Jan H. PEREGRIN. *Intervenční radiologie : miniinvazivní terapie*. B.m.: Olga Čermáková, 2005. ISBN 8086703088.
- [10] ONDRÁČEK, Emanuel a VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ. FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ. *Mechanika těles : pružnost a pevnost II*. B.m.: Akademické nakladatelství CERM, 2006. ISBN 8021432608.
- [11] HOLZAPFEL, Gerhard A, Gerhard SOMMER a Peter REGITNIG. Anisotropic mechanical properties of tissue components in human atherosclerotic plaques. *Journal of biomechanical engineering* [online]. 2004, **126**(5), 657–65 [vid. 2019-05-22]. ISSN 0148-0731. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15648819>
- [12] YUAN, Jianmin, Zhongzhao TENG, Jiaxuan FENG, Yongxue ZHANG, Adam J. BROWN, Jonathan H. GILLARD, Zaiping JING a Qingsheng LU. Influence of material property variability on the mechanical behaviour of carotid atherosclerotic plaques: A 3D fluid-structure interaction analysis. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering* [online]. 2015, **31**(8), e02722 [vid. 2019-05-22]. ISSN 20407939. Dostupné z: doi:10.1002/cnm.2722
- [13] BARTOŇOVÁ, Petra. *ANALÝZA VLIVU MECHANICKÝCH VLASTNOSTÍ KOMPONENT PATOLOGICKÉ STĚNY TEPNY NA JEJÍ NAPJATOST*. B.m., 2019. VUT v Brně.

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1.1 Podélný řez tepnou, převzato z [4], upraveno.	2
Obr. 1.2 Obecná skladba cévní stěny, příčný řez. Převzato z [3].	3
Obr. 1.3 Vývoj sklerotického plátu, převzato z [1].	4
Obr. 1.4 Párové pokračování břišní aorty v místě jejího rozvětvení, převzato z [4], upraveno.	5
Obr. 1.5 Schéma změny tlaku při průtoku krve velkým oběhem, převzato a upraveno z [7].	5
Obr. 2.1 Tlustostěnné válcové těleso, převzato z [10], upraveno.	7
Obr. 2.2 Deformace stěny tlustostěnného válcového tělesa, převzato z [10].	8
Obr. 4.1 Závislost napětí na poměrném délkovém prodloužení vzorků t. adventitia a t. media z karotidy v osovém a obvodovém směru, převzato z [2].	12
Obr. 4.2 Závislost napětí na protažení jednotlivých vzorků t. adventitia, t. media a t. intima kyčelní arterie v obvodovém směru, převzato z [11], upraveno.	13
Obr. 4.3 Závislost napětí na protažení jednotlivých vzorků fibrózních plátů a lipidové vrstvy karotid, převzato z [12], upraveno.	13
Obr. 5.1 Průběh radiálního a obvodového napětí ve stěně zdravé arterie.	16
Obr. 5.2 Průběh osového napětí ve stěně zdravé arterie.	16
Obr. 5.3 Průběh radiálního posuvu po poloměru zdravé cévní stěny.	16
Obr. 5.4 Průběh obvodového přetvoření po poloměru zdravé cévní stěny.	17
Obr. 5.5 Průběh radiálního a obvodového napětí ve stěně sklerotické arterie.	17
Obr. 5.6 Průběh osového napětí ve stěně sklerotické arterie.	18
Obr. 5.7 Průběh radiálního posuvu po poloměru sklerotické cévní stěny.	18
Obr. 5.8 Průběh obvodového přetvoření po poloměru sklerotické cévní stěny.	18
Obr. 5.9 Průběh radiálního a obvodového napětí ve stěně sklerotické arterie při angioplastice.	19
Obr. 5.10 Průběh osového napětí ve stěně sklerotické arterie při angioplastice.	19
Obr. 5.11 Průběh radiálního posuvu po poloměru sklerotické cévní stěny při angioplastice.	20
Obr. 5.12 Průběh obvodového přetvoření po poloměru sklerotické cévní stěny při angioplastice.	20
Obr. 5.13 Průběh obvodového napětí ve stěně sklerotické arterie vyhodnocený metodou konečných prvků.	21